

(19) 日本国特許庁 (JP)

## 再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02012/005196

発行日 平成25年9月2日 (2013.9.2)

(43) 国際公開日 平成24年1月12日 (2012.1.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 1/04 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/04 3 7 O	2 H 0 4 O
<b>A 6 1 B 1/06 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/06 D	4 C 1 6 1
<b>G O 2 B 23/24 (2006.01)</b>	G O 2 B 23/24 B	
	G O 2 B 23/24 A	

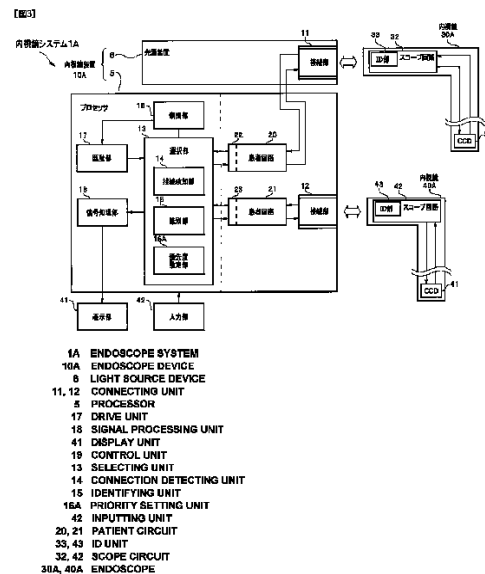
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

出願番号	特願2012-523848 (P2012-523848)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2011/065213	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成23年7月1日 (2011.7.1)	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(11) 特許番号	特許第5165813号 (P5165813)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(45) 特許公報発行日	平成25年3月21日 (2013.3.21)	(72) 発明者	菅野 清貴 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2010-155193 (P2010-155193)	(72) 発明者	田淵 浩一郎 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(32) 優先日	平成22年7月7日 (2010.7.7)		最終頁に続く
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

## (57) 【要約】

内視鏡装置 1 0 は、それぞれが内視鏡を接続可能な複数の接続部 1 1、1 2 と、複数の接続部 1 1、1 2 の駆動優先度である接続優先度を設定する優先度設定部 1 6 と、1 つの内視鏡に駆動信号を供給する駆動部 1 7 と、接続優先度にもとづき、駆動部 1 7 が、いずれかの 1 つの内視鏡に駆動信号を供給するように制御する制御部 1 9 と、を具備する。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

それぞれが内視鏡を接続可能な複数の接続手段と、  
前記複数の接続手段の駆動優先度である接続優先度を設定する接続優先度設定手段と、  
1つの内視鏡に駆動信号を供給する駆動手段と、  
前記接続優先度にもとづき、前記駆動手段が、いずれかの1つの内視鏡に前記駆動信号を供給するように制御する駆動制御手段と、を具備することを特徴とする内視鏡装置。

**【請求項 2】**

それぞれが内視鏡を接続可能な複数の接続手段と、  
1つの内視鏡に駆動信号を供給する駆動手段と、  
接続された内視鏡の種類を識別する識別手段と、  
前記内視鏡の種類毎の駆動優先度である種類優先度を設定する種類優先度設定手段を有し、  
前記駆動制御手段が、前記種類優先度にもとづき、前記駆動手段が前記駆動信号を供給する内視鏡を選択することを特徴とする内視鏡装置。

10

**【請求項 3】**

前記複数の接続手段の駆動優先度である接続優先度を設定する接続優先度設定手段を有し、  
前記種類優先度が同じ複数の内視鏡が接続された場合に、前記駆動制御手段が、前記接続優先度にもとづき、前記駆動手段が前記駆動信号を供給する内視鏡を選択することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

20

**【請求項 4】**

前記識別手段が、前記接続手段における接触抵抗をキャンセルして検出した、前記内視鏡に配設された前記内視鏡の種類により異なる固有抵抗の抵抗値をもとに前記種類を識別することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 5】**

前記内視鏡が前記接続手段を介して接続される I D 信号線および接地線と、前記 I D 信号線と前記接地線との間を電氣的に接続する前記固有抵抗と、前記固有抵抗を短絡するバイパス回路を形成可能なバイパス回路形成手段と、を具備し、

前記識別手段が、所定の抵抗値の基準抵抗を有し、前記 I D 信号線を介して直列接続された前記基準抵抗と前記固有抵抗に所定の電圧を印加し、前記基準抵抗の分電圧から前記固有抵抗の抵抗値を検出するとともに、前記バイパス回路が形成されたときの、前記基準抵抗の分電圧から、前記 I D 信号線の前記接続手段における接触抵抗を検出することにより、前記接触抵抗をキャンセルして前記固有抵抗の抵抗値を検出することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

30

**【請求項 6】**

患者回路を絶縁するためのアイソレーション手段であるパルストランスと、前記パルストランスの 1 次側および 2 次側に、それぞれ接続された 2 つのコモンモードノイズフィルタと、が実装された多層配線板を有し、前記多層配線板の、前記パルストランスおよび前記 2 つのコモンモードノイズフィルタの実装箇所の直下に導体層がないことを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

40

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、複数の内視鏡が接続可能な内視鏡装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

内視鏡と内視鏡装置とからなる内視鏡システムは、医療分野および工業分野等において広く用いられている。例えば、医療分野においては、内視鏡システムは、生体組織等の観察および種々の処置に用いられている。

50

## 【 0 0 0 3 】

日本国特開 2 0 0 9 - 9 5 4 6 6 号公報には、2 つの種類の異なる内視鏡が接続可能な内視鏡装置が開示されている。

## 【 0 0 0 4 】

しかし、1 台の内視鏡装置に複数の種類の異なる内視鏡が同時に接続された場合、使用者の意図に反した種類の内視鏡が駆動したり、または、誤動作したりする、おそれがあり、操作性がよいとは言えない場合があった。

## 【 0 0 0 5 】

本発明は、操作性のよい内視鏡装置を提供することを目的とする。

## 【 発明の開示 】

10

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 0 6 】

本発明の実施形態の内視鏡装置は、それぞれが内視鏡を接続可能な複数の接続手段と、前記複数の接続手段の駆動優先度である接続優先度を設定する接続優先度設定手段と、1 つの内視鏡に駆動信号を供給する駆動手段と、前記接続優先度にもとづき、前記駆動手段が、いずれかの 1 つの内視鏡に前記駆動信号を供給するように制御する駆動制御手段と、を具備する。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 0 7 】

【 図 1 】 第 1 実施形態の内視鏡装置の概観図である。

20

【 図 2 】 第 1 実施形態の内視鏡装置を有する内視鏡システムの構成図である。

【 図 3 】 第 2 実施形態の内視鏡装置を有する内視鏡システムの構成図である。

【 図 4 】 第 2 実施形態の内視鏡装置の動作の流れを説明するためのフローチャートである。

。

【 図 5 】 第 2 実施形態の変形例の内視鏡装置を有する内視鏡システムの構成図である。

【 図 6 A 】 第 2 実施形態の変形例の内視鏡装置の認識部の動作を説明するための回路図である。

【 図 6 B 】 第 2 実施形態の変形例の内視鏡装置の認識部の動作を説明するための回路図である。

【 図 7 】 第 3 実施形態の内視鏡装置のアイソレーション部の斜視図である。

30

【 図 8 】 第 3 実施形態の内視鏡装置のアイソレーション部の多層配線板の断面構造を説明するための図である。

【 図 9 A 】 第 3 実施形態の内視鏡装置のアイソレーション部の多層配線板の構造を説明するための図である。

【 図 9 B 】 第 3 実施形態の内視鏡装置のアイソレーション部の多層配線板の構造を説明するための図である。

【 図 9 C 】 第 3 実施形態の内視鏡装置のアイソレーション部の多層配線板の構造を説明するための図である。

【 図 1 0 】 第 4 実施形態の内視鏡装置の信号処理部を説明するための構成図である。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

40

## 【 0 0 0 8 】

## &lt; 第 1 実施形態 &gt;

図 1 に示すように本発明の第 1 実施形態の内視鏡装置 1 0 は、第 1 の内視鏡 3 0 が接続可能な第 1 の接続手段である第 1 の接続部 1 1 を有する光源装置 6 と、第 2 の内視鏡 4 0 が接続可能な第 2 の接続手段である第 2 の接続部 1 2 を有するプロセッサ 5 と、を有する。なお、図 1 では、第 1 の接続部 1 1 に第 1 の内視鏡（以下、「スコープ」ともいう）3 0 が接続され、第 2 の接続部 1 2 には内視鏡が接続されていない状態の内視鏡システム 1 を示している。

## 【 0 0 0 9 】

すなわち、図 2 に示すように内視鏡システム 1 は、例えば、第 1 の内視鏡 3 0 と、第 2

50

の内視鏡４０と、内視鏡装置１０と、を具備する。光源装置６はキセノンランプ等の光源（不図示）を有し、接続された内視鏡のライトガイド（不図示）を介して内視鏡の先端部から照明光を照射する。

【００１０】

例えば、第１の内視鏡３０は、先端部に配設された撮像部であるＣＣＤ３１が撮像した撮像信号をスコープ回路３２でデジタル信号に変換して内視鏡装置１０に伝送するデジタル内視鏡である。一方、例えば第２の内視鏡４０は先端部に配設された撮像部であるＣＣＤ４１が撮像した撮像信号をアナログ信号として内視鏡装置１０に伝送するアナログ内視鏡である。

【００１１】

図２に示すように、内視鏡装置１０の光源装置６に接続された第１の内視鏡３０の撮像信号も、プロセッサ５に直接、接続された第２の内視鏡４０の撮像信号と同様にプロセッサ５において信号処理が行われる。すなわち、内視鏡装置１０では、第１の内視鏡３０は光源装置６と接続されているが、２つの内視鏡３０、４０がともにプロセッサ５に接続可能であっても、以下の動作等は同じである。更に、先端部にＬＥＤ照明部を有し、光源装置と接続しない内視鏡であっても、以下の動作等は同じである。

【００１２】

プロセッサ５は、制御部１９と、駆動手段である駆動部１７と、信号処理部１８と、選択部１３と、患者回路２０、２１と、を有する。プロセッサ５は、内視鏡３０のＣＣＤ３１、または内視鏡４０のＣＣＤ４１のいずれかが撮影した撮像信号を表示部４１に表示するための処理を、入力部４２等を介しての使用者の指示にもとづいて行う。

【００１３】

制御部１９は、プロセッサ５全体の制御を行うとともに、駆動部１７を制御する駆動制御手段としての機能を有している。選択部１３は２つの内視鏡が接続された場合に、どちらの内視鏡を駆動するかを選択を行う。

【００１４】

すなわち、使用者は、内視鏡装置１０に、２つの内視鏡３０、４０を接続することができる。しかし、同時に駆動可能な内視鏡は１台だけである。このため、使用者の意図に反した内視鏡が駆動してしまい、操作性が悪くなる可能性がある。しかし後述するように内視鏡装置１０では選択部１３が適切な内視鏡を自動的に選択するために、操作性がよい。

【００１５】

患者回路２０、２１は、患者の安全を確保するために、表示部４１等を含めた回路部（２次回路）と、体内に挿入される回路部と同電位の回路と、を絶縁するためのアイソレーション部２２、２３を有している。アイソレーション部２２、２３については後に詳述する。

【００１６】

選択部１３は、接続検知手段である接続検知部１４と、接続優先度設定手段である優先度設定部１６と、を有している。接続検知部１４は、接続部１１、１２に内視鏡が接続されたことを検知する。優先度設定部１６は、２つの内視鏡が接続された場合に、どちらの接続部に接続された内視鏡を駆動部１７が、優先して駆動するか接続優先度を設定／記憶しているが、入力部４２等を介して記憶内容は変更可能であってもよい。なお、図２では選択部１３は、２次回路に配設されているが、少なくとも一部が患者回路に配設されていてもよい。

【００１７】

制御部１９は、接続優先度にもとづき選択部１３が選択した、いずれかの１つの内視鏡に駆動信号を供給するように駆動部１７を制御する。

【００１８】

なお、内視鏡装置１０は、選択部１３が選択し駆動部１７が駆動している内視鏡の種類を、使用者に告知する告知手段である告知部を有することが好ましい。例えば、告知手段は、接続された２つの内視鏡の種類をマーク等にて表示部４１に表示しておき、その中で

10

20

30

40

50

駆動している内視鏡のマークを枠で囲んだり、色を変えたりして、明示する。または、内視鏡装置 10 の接続部 11、12 の近傍に LED を配設し、LED の点灯または色により使用者が識別できる告知手段でもよい。例えば、LED が点灯していない場合は未接続、緑色点灯は接続、赤色点灯は駆動状態を示すようにする。

【0019】

駆動状態の内視鏡を使用者に告知する告知手段を有する内視鏡装置は、より操作性がよい。

【0020】

また、接続部に機械的に接続された内視鏡は内視鏡装置 10 と電氣的に接続されるために、それぞれのスコープ回路には所定の電流が流れる。すなわち、駆動状態ではない内視鏡も電力を消費する。

10

【0021】

電力消費量を低減するため、内視鏡装置 10 では、図 2 に示すように、それぞれの内視鏡のための患者回路 20、21 を有し、制御部 19 は、それぞれの患者回路 20、21 中の待機中も稼働状態が必要な回路にのみに電力を供給するように制御することが好ましい。言い換えれば、制御部 19 は、駆動しない内視鏡および患者回路が最小消費電力となるように制御することが好ましい。

【0022】

なお、内視鏡装置 10 に対する内視鏡 30、40 の挿し替え等によっても、患者回路 20、21 への電力供給状態が切り換えられる場合がある。このような電力供給状態の切換のときには、制御部 19 が一定時間、どちらの患者回路へも電力を供給しない期間を設けるように電力供給状態を制御するようにしてもよい。前記制御によれば、更に電力消費量を低減できるとともに、現在電力が供給されている患者回路への電力を所定のシーケンスで停止させるための時間的余裕を確保できるとともに、新たに電力が供給される患者回路から内視鏡へ出力される信号が安定状態になってから供給できる。

20

【0023】

また、制御部 19 は、患者回路 20、21 への電力供給状態を切り換えるときに、制御部 19 内に保持されている患者回路を制御するための設定を初期化することが好ましい。前記設定が患者回路の切り替わりの前後で引き継がれることがないため、制御部 19 に保持されている設定と電力供給状態の切り替わり後に制御部 19 によって制御される患者回路との組み合わせ不良によるシステムエラーを防止できる。

30

【0024】

また、制御部 19 は、患者回路 20、21 への電力供給状態の切り替わり中は映像信号を一定時間ミュートする（映像信号を表示部 41 に出力しない）ように信号処理部 18 を制御することが好ましい。患者回路への電力供給状態を切り換えるときに乱れた映像が表示部 41 に表示されることがないためである。

【0025】

2 次回路に配設された制御部 19 が、患者回路制御機能を有するために、各患者基板 20、21 は独立した構造である。このため、2 次回路に接続する患者回路の増減が簡単であり、新たな患者回路の開発も容易である。

40

【0026】

更に、患者基板 20、21 の制御タイミングを 2 次回路側で調整するために患者基板 20、21 の電源回路の負荷が小さいため、小容量の電源回路を用いることができる。また、制御部 19 が、接続検知情報および選択情報をもとに制御するために、それらの情報を記録情報として保存しておくこともできる。記録情報があると、故障時等に、内視鏡システム 1 の稼働状態を容易に把握できるために、システムの複雑化によるメンテナンス作業の複雑化を低減することが、できる。

【0027】

内視鏡装置 10 では、2 つの内視鏡が接続されても、駆動部 17 が、どちらの接続部に接続された内視鏡を優先して駆動するかの優先度が設定（記憶）されているために、使用

50

者の意図に沿った内視鏡が駆動される。このため、内視鏡装置 10 は操作性がよい。

【0028】

なお、以上の説明では 2 つの内視鏡 30、40 が同時に接続可能な内視鏡装置 10 について説明したが、3 つ以上の内視鏡装置が同時に接続可能な内視鏡装置であっても、同様の効果を得ることができる。

【0029】

< 第 2 実施形態 >

図 3 に示す本発明の第 2 実施形態の内視鏡装置 10 A は、第 1 実施形態の内視鏡装置 10 に類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0030】

図 3 に示すように、本実施の形態の内視鏡装置 10 A を有する内視鏡システム 1 A は、2 つの内視鏡 30 A、40 A が同時に接続可能である。そして内視鏡 30 A、40 A は、それぞれが内視鏡の種類を識別するための ID 部 33、43 を有している。

【0031】

一方、内視鏡装置 10 A の、選択部 13 A は、識別手段である識別部 15 と、優先度設定手段である優先度設定部 16 A と、を有している。識別部 15 は、接続された内視鏡の種類を識別する。優先度設定部 16 A は、内視鏡の種類毎の駆動優先度である種類優先度を設定し記憶する。すなわち、優先度設定部 16 A は、2 つの内視鏡が接続された場合に、どちらの種類の内視鏡を駆動部 17 が優先して駆動するかを記憶しているが、入力部 42 等を介して記憶内容は変更可能であってもよい。

【0032】

ここで、識別部 15 は内視鏡 30、40 の ID 部 33、34 に配設されている、例えば、固有抵抗 33 R の抵抗値 R2 (図 5 参照) から内視鏡の種類を識別する。すなわち、種類の異なる内視鏡の ID 部 33、34 には、それぞれ抵抗値の異なる固有抵抗が配設されている。内視鏡の種類と固有抵抗の抵抗値との関係は予め決められている。

【0033】

内視鏡装置 10 A では、2 つの内視鏡が同時に接続されても、識別部 15 が内視鏡の種類を識別し、駆動部 17 が、どちらの種類の内視鏡を優先して駆動するかの優先度が、優先度設定部 16 A により設定され記憶されているために、使用者の意図にあった種類の内視鏡が自動的に駆動される。このため、内視鏡装置 10 A は操作性がよい。

【0034】

なお、内視鏡装置 10 A において、優先度設定部 16 A が、内視鏡の種類毎の駆動優先度である種類優先度だけでなく、第 1 実施形態の優先度設定部 16 と同じように、接続部の優先度である接続優先度も記憶していてもよい。以下、図 4 のフローチャートを用いて、かかる内視鏡装置における制御方法の処理の流れを説明する。

【0035】

< ステップ S10 > 電源 ON

内視鏡装置の電源が ON される。

【0036】

< ステップ S11 > 接続部 11 検知

接続部 11 に内視鏡が接続されているか接続検知部 14 が検知する。

【0037】

< ステップ S12 > 接続部 12 検知

接続されていなかった場合 (S11 : NO) には、接続検知部 14 は、接続部 12 に内視鏡が接続されているか検知する。

【0038】

< ステップ S13 > 未動作

接続部 11 および接続部 12 に内視鏡が接続されていなかった場合 (S12 : NO) には、駆動部 17 は動作しない。

【0039】

10

20

30

40

50

## &lt;ステップ S 1 4&gt; 接続部 1 2 駆動

接続部 1 2 に内視鏡が接続されていた場合 ( S 1 2 : Y E S ) には、駆動部 1 7 は接続部 1 2 に接続されている内視鏡を駆動する

## &lt;ステップ S 1 5&gt; 接続部 1 2 検知

接続部 1 1 に内視鏡が接続されていた場合 ( S 1 1 : Y E S ) には、接続検知部 1 4 は、接続部 1 2 に内視鏡が接続されているか検知する。

【 0 0 4 0 】

## &lt;ステップ S 1 6&gt; 接続部 1 1 駆動

接続部 1 2 に内視鏡が接続されていなかった場合 ( S 1 5 : N O ) には、駆動部 1 7 は接続部 1 1 に接続されている内視鏡を駆動する

## &lt;ステップ S 1 7&gt; 優先順位判断

接続部 1 1 および接続部 1 2 に内視鏡が接続されていた場合 ( S 1 5 : Y E S ) には、選択部 1 3 は識別部 1 5 が識別した内視鏡の種類および接続部にもとづき、優先度設定部 1 6 A の設定に従い、駆動する内視鏡を選択する。

【 0 0 4 1 】

## &lt;ステップ S 1 8&gt; 接続部 1 1 駆動

接続部 1 1 に接続された内視鏡の優先度が、接続部 1 2 に接続された内視鏡よりも高い場合、または、2 つの内視鏡の種類優先度が同じで接続部 1 1 の接続優先度が高い場合には、駆動部 1 7 は、接続部 1 1 に接続された内視鏡を駆動する。

【 0 0 4 2 】

## &lt;ステップ S 1 9&gt; 接続部 1 2 駆動

接続部 1 2 に接続された内視鏡の優先度が接続部 1 1 に接続された内視鏡よりも高い場合、または、2 つの内視鏡の種類優先度が同じで接続部 1 2 の接続優先度が高い場合には、駆動部 1 7 は、接続部 1 2 に接続された内視鏡を駆動する。

【 0 0 4 3 】

なお、内視鏡の差し替えがあった場合には、ステップ S 1 1 からの処理が再び行われる。

【 0 0 4 4 】

上記内視鏡装置は、種類優先度が同じ 2 つの内視鏡が同時に接続された場合には、接続優先度にもとづき、駆動部 1 7 が駆動信号を供給する内視鏡を選択することができる。このため、かかる内視鏡装置は更に操作性がよい。

【 0 0 4 5 】

## &lt; 第 2 実施形態の変形例 &gt;

図 5 は、第 2 実施形態の変形例の内視鏡装置 1 0 B と、内視鏡 3 0 B と、を有する内視鏡システム 1 B の部分回路図である。本変形例の内視鏡装置 1 0 B は内視鏡装置 1 0 A と類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し、説明は省略する。

【 0 0 4 6 】

図 5 に示すように、内視鏡装置 1 0 A では、例えば、内視鏡 3 0 B の I D 部 3 3 B に配設されている、固有抵抗 3 3 R の抵抗値 R 2 をもとに、内視鏡 3 0 B の種類を識別部 1 5 B が識別する。しかし、接続部 1 1 で発生する接触抵抗 1 1 R のために、識別部 1 5 B が固有抵抗 3 3 R の正しい抵抗値 R 2 を検出できない可能性がある。

【 0 0 4 7 】

内視鏡システム 1 B においては、内視鏡装置 1 0 B の接続部 1 1 のコネクタ受け部 1 1 A に、内視鏡 3 0 B のコネクタ 3 4 が接続されると、多数の電気接点を介して多数の信号線が接続される。図 5 では多数の信号線のうち、内視鏡種類の識別用の I D 信号線と、接地電位線 E のみを表示している。

【 0 0 4 8 】

内視鏡装置 1 0 B の接続部 1 1 のコネクタ受け部 1 1 A と、内視鏡 3 0 B のコネクタ 3 4 との I D 信号線の電気接点には、接触抵抗 1 1 R が発生する。なお、接地電位線 E の電気接点の接触抵抗は、接地電位線 E は実際には 1 本ではなく、複数の接続接点があるため

10

20

30

40

50

に、ＩＤ信号線の電気接点の接触抵抗１１Ｒに比べると極めて小さいために無視できる。

【００４９】

図５に示すように、内視鏡３０Ｂは、内視鏡装置１０Ｂと接続部１１を介して接続されるＩＤ信号線および接地線Ｅと、ＩＤ信号線と接地線Ｅとの間を電氣的に接続する固有抵抗３３Ｒと、固有抵抗３３Ｒを短絡するバイパス回路を形成可能なバイパス回路形成部３５と、を有する。バイパス回路形成部３５は、パルス発生器３６と、プルダウン抵抗３５Ｒと、電圧変更トランジスタ３５Ａと、を有する。パルス発生器３６がパルス電圧信号を発生すると、プルダウン抵抗３５Ｒにより電圧変更トランジスタ３５ＡはＯＮ状態となりバイパス回路が形成されるために、固有抵抗３３Ｒの両端は接続された状態（短絡状態）となる。

10

【００５０】

一方、内視鏡装置１０Ｂの識別部１５は、所定の抵抗値Ｒ１の基準抵抗１５Ｒと、所定の電圧ＶＣＣを印加する電圧印加部（不図示）と、ＡＤコンバータ１５Ｂと、ＩＤ判定部１５Ｃと、を有する。ＡＤコンバータ１５Ｂは入力された電圧信号をデジタル信号に変換し、ＩＤ判定部はＡＤコンバータ１５Ｂからのデジタル信号をもとに、内視鏡の種類を識別する。

【００５１】

次に、図６Ａ～図６Ｃを用いて、内視鏡の種類識別動作における接触抵抗１１Ｒのキャンセル方法について説明する。図６Ａに示すように、内視鏡３０Ｂの電圧変更トランジスタ３５ＡがＯＦＦ状態では、ＡＤコンバータ１５Ｂに入力される電圧Ｖ１は、以下の（式１）で算出される値となる。

20

【００５２】

$$V1 = VCC \times (Rs + R2) / (R1 + Rs + R2) \quad \dots (式1)$$

ここで、接触抵抗Ｒｓが小さい場合（Ｒｓ＝０）には、電圧Ｖ２は、以下の（式２）で算出される値となる。

【００５３】

$$V2 = VCC \times (R2) / (R1 + R2) \quad \dots (式2)$$

基準抵抗１５Ｒの抵抗値Ｒ１、および、ＶＣＣは既知であるので、ＩＤ判定部１５Ｃは基準抵抗１５Ｒの分電圧をもとに接続された内視鏡の固有抵抗３３Ｒの抵抗値を算出することができる。このため、識別部１５は、優先度設定部１５Ａに記憶されている固有抵抗の抵抗値と内視鏡種類との対応関係から、内視鏡種類を識別する。

30

【００５４】

しかし、接触抵抗Ｒｓが大きい場合には、（式２）をもとに算出した固有抵抗３３Ｒの抵抗値が間違った値となることがある。すると、識別部１５Ｂは接続された内視鏡の種類を誤ってしまう。

【００５５】

例えば、基準抵抗１５Ｒの抵抗値Ｒ１と固有抵抗３３Ｒの抵抗値Ｒ２が同じで、接触抵抗１１Ｒの抵抗値Ｒｓが、基準抵抗１５Ｒの抵抗値Ｒ１の１０倍ある場合を例に説明する。

【００５６】

このときの、電圧Ｖ３は、以下の（式３）で算出される値となる。

40

【００５７】

$$V3 = VCC \times (10 \times R1 + R2) / (R1 + 10 \times R1 + R2) \quad \dots (式3)$$

すると、識別部１５Ｂは、固有抵抗３３Ｒの抵抗値が基準抵抗１５Ｒの抵抗値の１１倍であると判断し、その結果、内視鏡の種類を誤って識別してしまう。

【００５８】

しかし、内視鏡装置１０Ｂでは、バイパス回路形成部３５によりバイパス回路が形成されたときの、基準抵抗１５Ｒの分電圧から、内視鏡３０Ｂと内視鏡装置とを接続するＩＤ信号線の接触抵抗Ｒｓを検出することにより接続部１１における接触抵抗Ｒｓをキャンセルして固有抵抗３３Ｒの抵抗値Ｒ２を検出することができる。

50



## 【 0 0 5 9 】

すなわち、図 6 B に示すように、内視鏡 3 0 B の電圧変更トランジスタ 3 5 A が ON 状態では、A D コンバータ 1 5 B に入力される電圧 V 4 は、以下の（式 4）で算出される値となる。

## 【 0 0 6 0 】

$$V 4 = V C C \times ( R s ) / ( R 1 + R s ) \quad \dots ( 式 4 )$$

すなわち、I D 判定部 1 5 C は（式 4）から接続部 1 1 における接触抵抗 1 1 R の抵抗値 R s を算出することができる。

## 【 0 0 6 1 】

このため、識別部 1 5 B は算出した抵抗値 R s をもとに（式 1）から、接続部 1 1 における接触抵抗 R s をキャンセルして算出した固有抵抗 3 3 R の抵抗値 R 2 をもとに内視鏡の種類を正確に識別することができる。

10

## 【 0 0 6 2 】

以上の説明のように本変形例の内視鏡装置 1 0 B は、第 2 実施形態の内視鏡装置 1 0 A が有する効果に加えて、より正確に接続された内視鏡の種類を識別することができるために、より操作性がよい。

## 【 0 0 6 3 】

< 第 3 実施形態 >

図 2 に示す本発明の第 3 実施形態の内視鏡装置 1 0 C は、第 1 実施の形態の内視鏡装置 1 0 等に類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

20

## 【 0 0 6 4 】

すでに説明したように、内視鏡装置 1 0 C では、患者の体内に挿入される部材内部を流れる電流と同じレベルの電流が流れる回路（患者回路）と、モニタ等の周辺機器に接続される回路（2 次回路）とは安全性を確保するためにアイソレーション部 2 2、2 3 で絶縁されている。そして、患者回路を流れる電流は患者に及ぼす影響が小さい低電流である。

## 【 0 0 6 5 】

例えば、図 7 に示すように、アイソレーション部 2 2 は、パルストランス 2 4 と、パルストランス 2 4 の 1 次側および 2 次側に接続された 2 つのコモンモードノイズフィルタ（コモンモードチョーク）2 5、2 6 と、を有する。パルストランス 2 4 とコモンモードノイズフィルタ 2 5、2 6 とは、多層配線板 2 7 に表面実装されている。なお、コモンモードノイズフィルタ 2 5、2 6 としては、信号周波数および 3 通倍周波数における差動インピーダンスが高いことが好ましい。

30

## 【 0 0 6 6 】

図 7 および図 8 に示すように多層配線板 2 7 は、誘電体層（絶縁層）2 7 Y（2 7 Y 1 ~ 2 7 Y 4）で絶縁された複数の導体層 2 7 X（2 7 X 1 ~ 2 7 X 4）が積層されており、パターンニングされた導体層 2 7 X は誘電体層 2 7 Y の導通配線を介して電気回路を形成している。最上層の導体層 2 7 X 1 は、パルストランス 2 4 とコモンモードノイズフィルタ 2 5、2 6 とを接続する配線となっている。また導体層 2 7 X 2 は、アース電位層（GND 層）である。最上層の導体層 2 7 X 1 からなる配線と導体層 2 7 X 2 とは、効率的な高周波伝送を行うために所定の結合状態、例えば特性インピーダンスが 5 0 となるように設計されている。

40

## 【 0 0 6 7 】

そして、多層配線板 2 7 は、パルストランス 2 4 およびコモンモードノイズフィルタ 2 5、2 6 の下および周囲の領域 2 8 には導体層 2 7 X がない。すなわち、多層配線板 2 7 の領域 2 8 の導体層 2 7 X は、パターンニングにより削除されている。

## 【 0 0 6 8 】

これは、パルストランス 2 4 を介して高周波の差動信号を伝送することによる、放射ノイズ発生（高周波信号成分の放射）を防止するためである。放射ノイズ低減には、ローパスフィルタ等を用いることも可能ではあるが、高周波の信号を伝送する場合には伝送特性が劣化してしまう。

50

## 【 0 0 6 9 】

しかし、領域 2 8 の導体層 2 7 X を削除することにより、コイルで発生したコモンモードノイズが、導体層 2 7 X 2 ~ 2 7 X 4、特に G N D 層である 2 7 X 2 と結合することを防止することができる。

## 【 0 0 7 0 】

すなわち、1 次側コイルで発生したコモンモードノイズが送信信号ラインに戻っていくのを防止するために、コモンモードノイズフィルタ 2 6 を配設し、更にコモンモード成分を含んでいるパルストランス 2 4 およびコモンモードノイズフィルタ 2 6 の下の導体層が削除されている。

## 【 0 0 7 1 】

また、2 次側コイルで発生したコモンモードノイズが受信信号ラインに向かうのを防止するために、コモンモードノイズフィルタ 2 5 を配設し、更にコモンモード成分を含んでいるパルストランス 2 4 およびコモンモードノイズフィルタ 2 5 の下の導体層が削除されている。

## 【 0 0 7 2 】

このため、コモンモードノイズを含む信号を伝送する信号線 2 7 X 1 A は導体層 2 7 X 2 等と結合しない。

## 【 0 0 7 3 】

例えば、領域 2 8 の導体層 2 7 X を削除することにより、周波数が 2 0 4 M H z の差動信号を伝送する場合に、3 逓倍の 8 1 6 M H z の放射ノイズ成分を 7 d B 減少することができる。

## 【 0 0 7 4 】

なお、領域 2 8 は、少なくともパルストランス 2 4 およびコモンモードノイズフィルタ 2 5、2 6 の直下の領域、すなわち部品実装面積内の領域であるが、直下周辺領域を含むことが好ましい。ここで、周辺領域とは、例えば、部品実装面積の 1 0 0 % ~ 1 5 0 % の範囲の領域であり、例えば直下から外側に 0 m m ~ 2 0 m m の範囲である。前記範囲であれば、配線基板が大型化することなく、放射ノイズ発生を効率的に抑制できる。

## 【 0 0 7 5 】

すなわち、図 9 A に示すように、導体層 2 7 X を削除する領域 2 8 は、パルストランス 2 4 およびコモンモードノイズフィルタ 2 5、2 6 の下および周辺である。なお、1 次回路と 2 次回路との間の導体層 2 7 X は絶縁のため、アース電位層 ( G N D 層 ) 2 7 X 2 を含めて削除されている。

## 【 0 0 7 6 】

なお、図 9 B に示すように、パルストランス 2 4 およびコモンモードノイズフィルタ 2 5 の下および周辺の領域 2 8 A の導体層 2 7 X を削除した配線板 2 7 A でも、放射ノイズ低減効果がある。

## 【 0 0 7 7 】

同様に、図 9 C に示すように、パルストランス 2 4 およびコモンモードノイズフィルタ 2 6 の下および周辺の領域 2 8 B の導体層 2 7 X を削除した配線板 2 7 B でも、放射ノイズ低減効果がある。

## 【 0 0 7 8 】

以上の説明のように、内視鏡装置 1 0 C は、内視鏡装置 1 0 等が有する効果を有し、更に放射ノイズを低減することができる。

## 【 0 0 7 9 】

< 第 4 実施形態 >

図 1 0 に示す本発明の第 4 実施形態の内視鏡システム 1 C の内視鏡装置 1 0 C は、第 2 実施の形態の内視鏡装置 1 0 A 等に類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

## 【 0 0 8 0 】

異なる種類のアナログ内視鏡、例えば 3 種類の内視鏡のいずれかが接続部 1 2 に接続可

10

20

30

40

50

能な内視鏡装置 10A の患者回路 21 のアナログ信号処理回路は、それぞれの内視鏡に対応した複数の系統の信号処理回路が必要である。

【0081】

これに対して、図 10 に示すように、内視鏡装置 10C の AFE (アナログフロントエンド) 部 60 を含むアナログ信号処理回路 21C は、種類の異なる内視鏡の処理を行う共通化回路となっている。

【0082】

内視鏡装置 10C は、内視鏡の種類に応じた、AFE ゲイン設定および CDS / ADC のサンプリングタイミング設定値等を記憶する記憶部 56 を有している。

【0083】

内視鏡が接続されると、スコープ検知回路である識別部 15 により接続された内視鏡の種類が識別される。

【0084】

AFE 部 60 は、PA (プレアンプ) 部 61 と、相関二重サンプリング部である CDS (Correlation Double Sampling) 部 62 と、アナログゲインコントロールアンプである GCA 部 63 と、AD 変換部 64 と、を有する。

【0085】

内視鏡の CCD を駆動する信号、CDS / AD サンプリングパルス、および AFE ゲインは、スコープ検知回路からのスコープ検知信号にもとづいて FPG (Field Programmable Gate Array) 50 により構成されたデジタル回路により生成される。すなわち、FPGA 50 は、CCD 駆動パルス生成部 51 と、CDS パルス生成部 52 と、AD サンプリングパルス生成部 54 と、ゲイン制御部 55 と、DLL (位相遅延) 回路 53 と、を有する。

【0086】

CDS / AD サンプリングパルスは、CCD からの出力信号より再生したクロック信号をもとに、PLL (逡倍周波数) 回路 57 および DLL 回路 53 により、パルス幅および位相を調整して出力される。また、CCD 出力信号より再生したクロック信号の位相を基準として 2 次回路にデジタル映像信号を送信する。また、CCD 出力信号より再生したクロック信号と、2 次側からのクロック信号 (マスタークロック信号) との位相差を FPGA 50 にて検知して、画素ずれ等が発生しないように処理を行う。

【0087】

内視鏡装置 10C は、内視鏡装置 10A が有する効果に加えて、部品点数の削減と、コスト低減と、配線板面積の縮小とを実現している。また、処理に用いる各種のパルス信号を同一の FPGA 50 にて管理するために、画素ずれ等の問題が発生しない。

【0088】

なお、アナログ信号処理回路 21C は、アナログ内視鏡の場合には内視鏡装置の患者回路に配設されているが、内視鏡に配設されていてもよい。例えば、第 1 実施形態で示したデジタル内視鏡である内視鏡 30 では、AFE 回路 60 等はスコープ回路 32 に配設されている。

【0089】

本発明は上述した実施形態または変形例等に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等ができる。

【0090】

本出願は、2010 年 7 月 7 日に日本国に出願された特願 2010 - 155193 号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

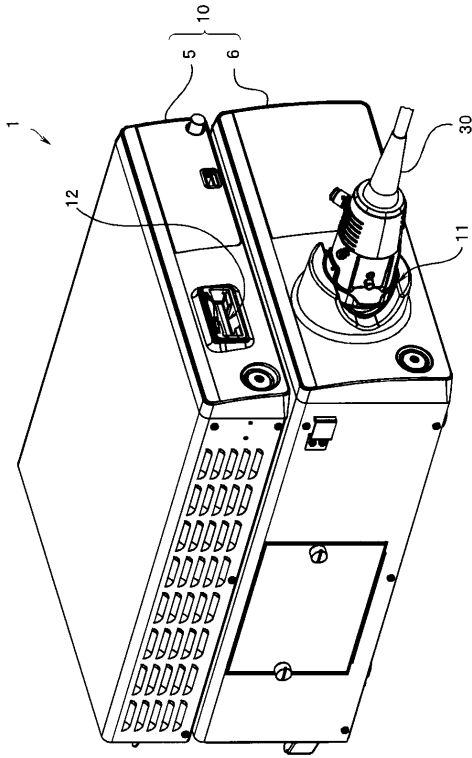
10

20

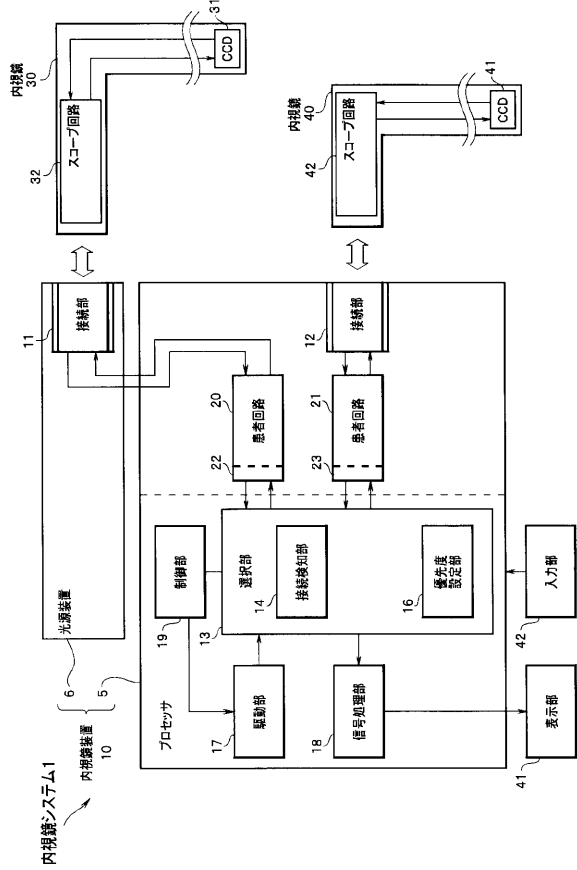
30

40

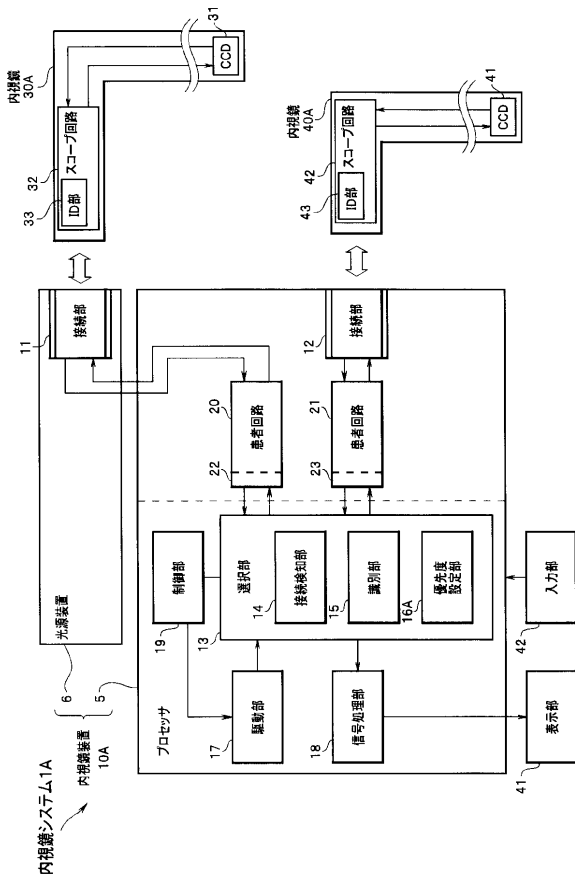
【図 1】



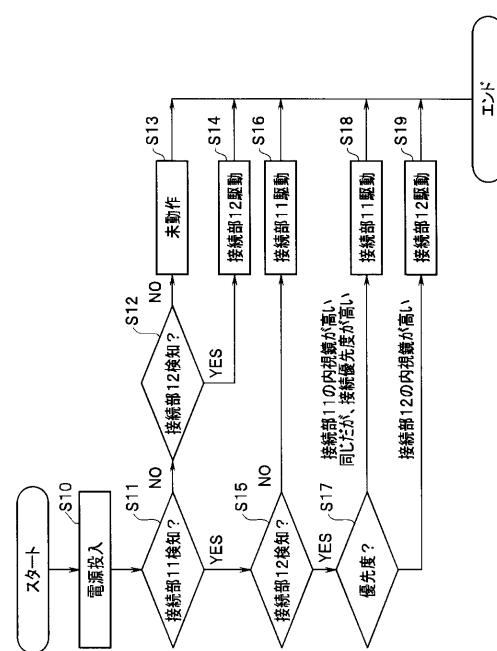
【図 2】



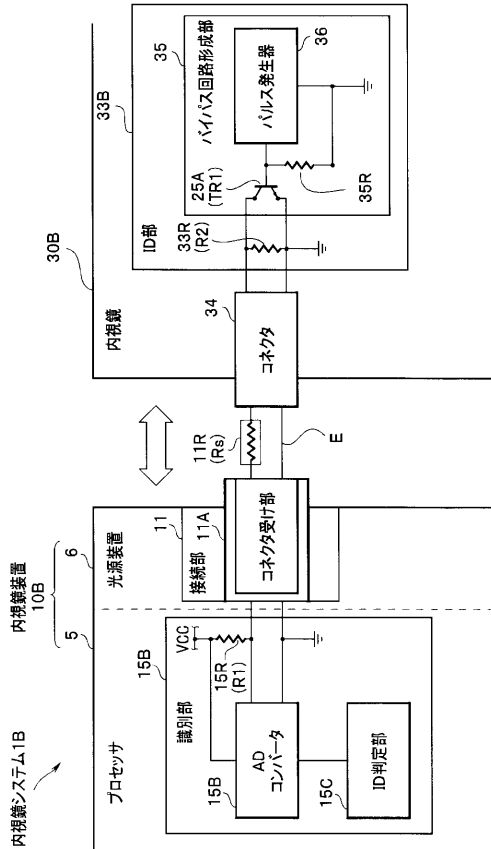
【図 3】



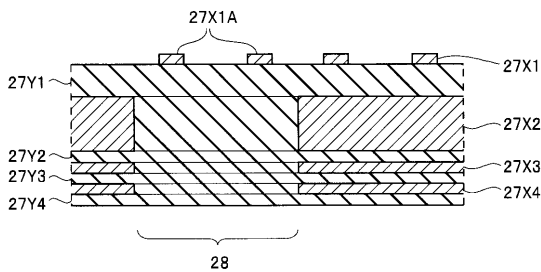
【図 4】



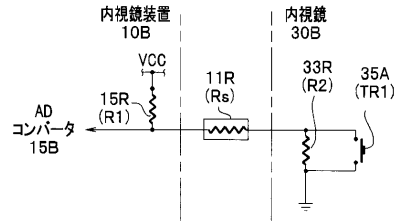
【図 5】



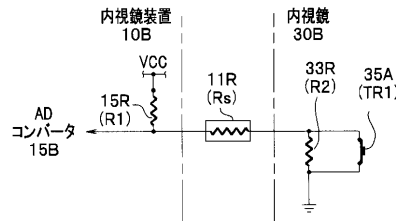
【図 8】



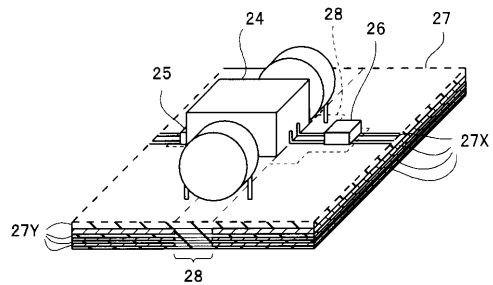
【図 6 A】



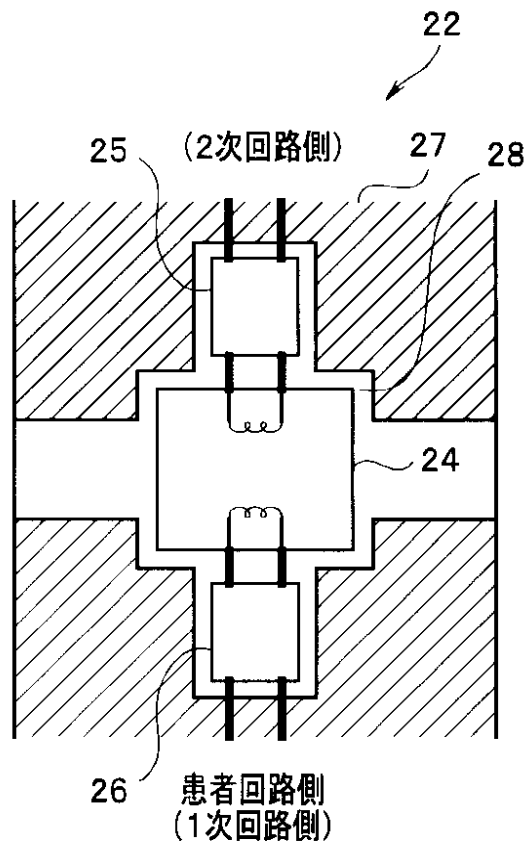
【図 6 B】



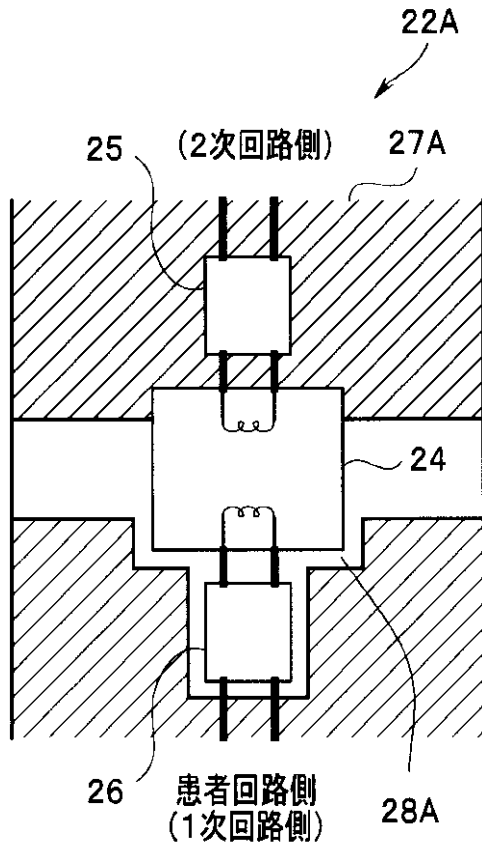
【図 7】



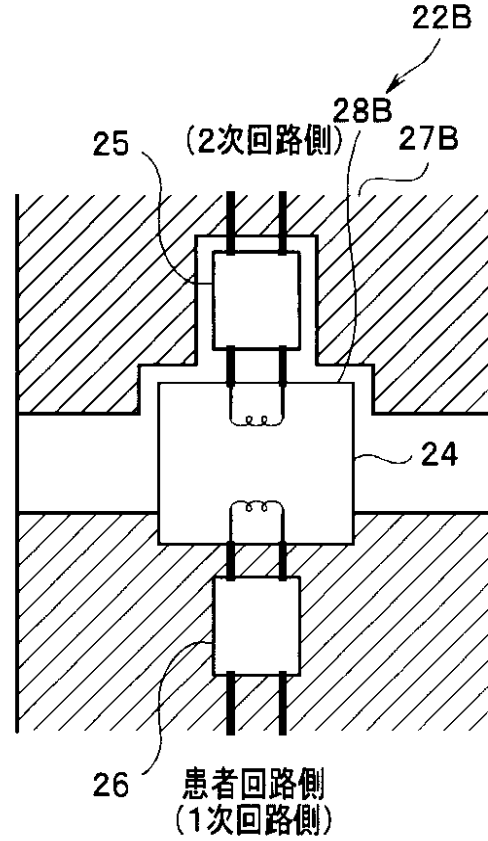
【図 9 A】



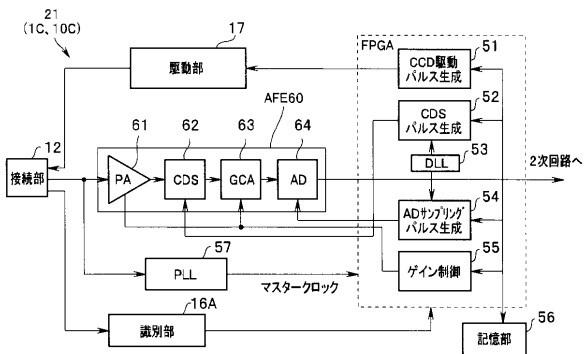
【図 9 B】



【図 9 C】



【図 10】



## 【手続補正書】

【提出日】平成24年10月5日(2012.10.5)

## 【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

本発明の実施形態の内視鏡装置は、それぞれが内視鏡を接続可能な複数の接続部と、前記複数の接続部に複数の内視鏡が接続された場合に、駆動信号を供給する内視鏡を選択するための駆動優先度を設定する優先度設定部と、1つの内視鏡に駆動信号を供給する駆動部と、前記駆動優先度にもとづき、前記駆動部が、いずれかの1つの内視鏡だけに前記駆動信号を供給するように制御する駆動制御部と、を具備する。

## 【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0025

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0025】

2次回路に配設された制御部19が、患者回路制御機能を有するために、各患者回路20、21は独立した構造である。このため、2次回路に接続する患者回路の増減が簡単であり、新たな患者回路の開発も容易である。

## 【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0026

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0026】

更に、患者回路20、21の制御タイミングを2次回路側で調整するために患者回路20、21の電源回路の負荷が小さいため、小容量の電源回路を用いることができる。また、制御部19が、接続検知情報および選択情報をもとに制御するために、それらの情報を記録情報として保存しておくこともできる。記録情報があると、故障時等に、内視鏡システム1の稼働状態を容易に把握できるために、システムの複雑化によるメンテナンス作業の複雑化を低減することが、できる。

## 【手続補正 4】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

それぞれが内視鏡を接続可能な複数の接続部と、  
前記複数の接続部に複数の内視鏡が接続された場合に、駆動信号を供給する1つの内視鏡を選択するための駆動優先度を設定する優先度設定部と、

1つの内視鏡に駆動信号を供給する駆動部と、

前記駆動優先度にもとづき、前記駆動部が、いずれかの1つの内視鏡だけに前記駆動信号を供給するように制御する駆動制御部と、を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記駆動優先度が、前記内視鏡の種類に対応した種類優先度であることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

**【請求項 3】**

前記接続部における接触抵抗をキャンセルして検出した、前記内視鏡に配設された前記内視鏡の種類により異なる固有抵抗の抵抗値をもとに前記種類を識別する識別部を、更に具備することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 4】**

前記内視鏡が前記接続部を介して接続される I D 信号線および接地線と、前記 I D 信号線と前記接地線との間を電氣的に接続する前記固有抵抗と、前記固有抵抗を短絡するバイパス回路を形成可能なバイパス回路形成部と、を具備し、

前記識別部が、所定の抵抗値の基準抵抗を有し、前記 I D 信号線を介して直列接続された前記基準抵抗と前記固有抵抗に所定の電圧を印加し、前記基準抵抗の分電圧から前記固有抵抗の抵抗値を検出するとともに、前記バイパス回路が形成されたときの、前記基準抵抗の分電圧から、前記 I D 信号線の前記接続部における接触抵抗を検出することにより、前記接触抵抗をキャンセルして前記固有抵抗の抵抗値を検出することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 5】**

前記駆動優先度が、前記複数の接続部に対応した接続優先度であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 6】**

前記駆動優先度が、前記複数の接続部に対応した接続優先度と、前記内視鏡の種類に対応した種類優先度と、であり、

前記種類優先度が同じ複数の内視鏡が接続された場合に、前記駆動制御部が、前記接続優先度にもとづき、前記駆動部が前記駆動信号を供給する内視鏡を選択することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 7】**

患者回路を絶縁するためのアイソレーション部であるパルストランスと、前記パルストランスの 1 次側および 2 次側に、それぞれ接続された 2 つのコモンモードノイズフィルタと、が実装された多層配線板を有し、前記多層配線板の、前記パルストランスおよび前記 2 つのコモンモードノイズフィルタの実装箇所の直下に導体層がないことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/065213

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2008-86665 A (Olympus Medical Systems Corp.), 17 April 2008 (17.04.2008), paragraph [0072] & US 2008/0091065 A1	1 2-6
A	JP 2009-189528 A (Fujinon Corp.), 27 August 2008 (27.08.2008), paragraph [0003] & US 2009/0209811 A1 & EP 2090216 A1	1-6
A	JP 5-245104 A (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 24 September 1993 (24.09.1993), paragraphs [0009] to [0011] & US 5390662 A	6

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
06 September, 2011 (06.09.11)Date of mailing of the international search report  
20 September, 2011 (20.09.11)Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/065213	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの  日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2011年 日本国実用新案登録公報 1996-2011年 日本国登録実用新案公報 1994-2011年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X A	JP 2008-86665 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2008.04.17, 【0072】 & US 2008/0091065 A1	1 2 - 6	
A	JP 2009-189528 A（フジノン株式会社） 2008.08.27, 【0003】 & US 2009/0209811 A1 & EP 2090216 A1	1 - 6	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 06.09.2011		国際調査報告の発送日 20.09.2011	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 伊藤 昭治	2Q 4077
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 6 5 2 1 3
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 5-245104 A (富士写真光機株式会社) 1993.09.24, 【0009】～【0011】 & US 5390662 A	6

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 筒井 啓介

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 小野 誠

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリパスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 2H040 CA04 CA08 DA21 DA36 GA02

4C161 CC06 FF06 GG01 JJ18 NN03 NN09 RR25 TT12

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2012005196A1</a>	公开(公告)日	2013-09-02
申请号	JP2012523848	申请日	2011-07-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	菅野清貴 田淵浩一郎 筒井啓介 小野誠		
发明人	菅野 清貴 田淵 浩一郎 筒井 啓介 小野 誠		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00018 A61B1/00025 A61B1/00032 A61B1/00036 A61B1/00039 A61B1/00059 A61B1/00114 A61B1/00117 A61B1/00124 A61B1/0016 A61B1/0684 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/00055 A61B1/051 A61B1/0676 A61B1/07		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/06.D G02B23/24.B G02B23/24.A		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA08 2H040/DA21 2H040/DA36 2H040/GA02 4C161/CC06 4C161/FF06 4C161/ /GG01 4C161/JJ18 4C161/NN03 4C161/NN09 4C161/RR25 4C161/TT12		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2010155193 2010-07-07 JP		
其他公开文献	JP5165813B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

内窥镜装置10包括：能够分别连接内窥镜的多个连接部11,12;优先级设定部16，其设定作为多个连接部11,12的驱动优先级的连接优先级;向一个内窥镜供给驱动信号的驱动部17，以及控制部分19，该控制部分19进行控制使得驱动部分17基于连接优先级向任何一个内窥镜提供驱动信号。

